

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第3874743号
(P3874743)**

(45) 発行日 平成19年1月31日(2007. 1. 31)

(24) 登録日 平成18年11月2日(2006.11.2)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/028 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 4 O E

A 6 1 B 5/01 (2006.01)

A 6 1 B 5/00 1 O 1 E

請求項の数 7 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2003-182142 (P2003-182142)
 (22) 出願日 平成15年6月26日(2003. 6. 26)
 (62) 分割の表示 特願2003-129020 (P2003-129020)
 の分割
 原出願日 平成15年5月7日(2003. 5. 7)
 (65) 公開番号 特開2004-329854 (P2004-329854A)
 (43) 公開日 平成16年11月25日(2004. 11. 25)
 審査請求日 平成16年4月14日(2004. 4. 14)

(73) 特許権者 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 100091096
 弁理士 平木 祐輔
 (72) 発明者 チョウ, オクーキョング
 ドイツ連邦共和国 シュバルツ 5 8 2 3
 9 コンラド・ズース・ストラーセ6
 (72) 発明者 キム, ヨン-オク
 ドイツ連邦共和国 シュバルツ 5 8 2 3
 9 コンラド・ズース・ストラーセ6

審査官 上田 正樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 温度測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体表面を接触させるプレートと、
 前記プレートの温度を測る第1の温度センサと、
 前記プレートに接続された部材と、
 前記プレートから離れた位置の前記部材の部分の温度を測る第2の温度センサとを有することを特徴とする温度測定装置。

【請求項 2】

前記部材は、前記プレートから熱が伝わるように接続されていることを特徴とする請求項1に記載の温度測定装置。

【請求項 3】

前記部材は前記プレートよりも熱伝導率が低いことを特徴とする請求項1に記載の温度測定装置。

【請求項 4】

前記部材はポリ塩化ビニルからなることを特徴とする請求項1に記載の温度測定装置。

【請求項 5】

前記プレートは金からなることを特徴とする請求項1に記載の温度測定装置。

【請求項 6】

前記第2の温度センサは前記部材を伝導した熱を検出するものであることを特徴とする請求項1に記載の温度測定装置。

【請求項 7】

血液の流量を推定するために用いられることを特徴とする請求項 1 に記載の温度測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、採血せずに生体中のグルコース濃度を測定する無侵襲血糖値測定方法及び装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

Hilsonらは、糖尿病患者にグルコースを静脈注射すると、その後に顔面及び舌下温度が変化することを報告している（非特許文献 1）。Scottらは、糖尿病患者と体温調節の問題を論じている（非特許文献 2）。これらの研究知見に基づき、Choらは、採血を伴わずに、温度測定によって血中グルコース濃度を求める方法及び装置を提案している（特許文献 1, 2）。

【0003】

また、採血を伴わないグルコース濃度の算出に関してはさらに様々な試みがなされている。例えば、測定部位へ 3 つの波長の近赤外光を照射して透過光強度を検出するとともに生体温度を検出し、吸光度の 2 次微分値の代表値を求め、予め定めた基準温度からの生体温度のずれに対応して上記代表値を補正し、補正された代表値に相当する血糖濃度を求める方法が提案されている（特許文献 3）。また、測定部位において生体温度をモニタしながら加熱もしくは冷却を行い、温度が変化する瞬間に光照射に基づく減光度を測定して、減光度の温度依存性の原因となっているグルコース濃度を測定する装置が提供されている（特許文献 4）。また、参照光と試料に照射した後の透過光との出力比を取り、出力比の対数と生体の温度との 1 次式からグルコース濃度を算出する装置が報告されている（特許文献 5）。

【0004】

【非特許文献 1】

Diabete & Metabolisme, "Facial and sublingual temperature changes following intravenous glucose injection in diabetics" by R.M. Hilson and T.D.R. Hockaday, 1982, 8, 15-19

【非特許文献 2】

Can. J. Physiol. Pharmacol., "Diabetes mellitus and thermoregulation", by A.R. Scott, T. Bennett, I.A. MacDonald, 1987, 65, 1365-1376

【特許文献 1】

米国特許第 5, 924, 996 号公報

【特許文献 2】

米国特許第 5, 795, 305 号公報

【特許文献 3】

特開 2000 - 258343 号公報

【特許文献 4】

特開平 10 - 33512 号公報

【特許文献 5】

特開平 10 - 108857 号公報

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

血液中のグルコース（血糖）は細胞内でグルコース酸化反応に使われ、生体の維持に必要なエネルギーを産生する。特に基礎代謝の状態においては、産生されたエネルギーの大部分は体温を維持するための熱エネルギーとなるのであるから、血中グルコース濃度と体温との間には何らかの関係があることは予想されるところではある。しかし、病気による発

10

20

30

40

50

熱を考えれば明らかなように、体温は血中グルコース濃度以外の要因によっても変動する。従来、採血を伴わずに温度測定によって血中グルコース濃度を求める方法が提案されていたが、十分な精度を有するものとは言い難かった。

【0006】

本発明は、被験者の温度データをもとに採血を伴わずに高精度で血中グルコース濃度を求める方法及び装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】

血糖は、血管系、特に毛細血管によって全身の細胞に供給されている。ヒトの体内には複雑な代謝経路が存在するが、グルコース酸化は、根源的には血糖と酸素が反応し、水と二酸化酸素とエネルギーを産生する反応である。ここでいう酸素とは血液から細胞へ供給される酸素であり、酸素供給量は血液中のヘモグロビン濃度と、ヘモグロビン酸素飽和度と、血流量によって決まる。一方、グルコース酸化によって体内で産生した熱は、対流、熱輻射、伝導等の形で体から奪われる。我々は、体温は体内でのグルコース燃焼によるエネルギー産生量、すなわち熱産生とこれら熱放散のバランスによって決まると考え、次のようなモデルを考えた。

(1) 熱産生量と熱放散量とは同等視される。

(2) 熱産生量は、血中グルコース濃度と酸素供給量の関数である。

(3) 酸素供給量は、血中ヘモグロビン濃度と、血中ヘモグロビン酸素飽和度と、毛細血管内の血流量によって決まる。

(4) 熱放散量は、主に熱対流と熱輻射とによって決まる。

【0008】

このモデルに従い、体表を熱測定し、同時に血液中の酸素濃度に関するパラメータ及び血流量に関するパラメータを測定し、これらの測定結果を用いて血糖値を高精度に求めることができることを見出し、本発明を完成した。一例として、上記パラメータを求めるための測定は、ヒトの体の一部、例えば指先を測定対象として行うことができる。対流と輻射に関するパラメータは指先を熱測定することにより求めることができる。血中ヘモグロビン濃度および血中ヘモグロビン酸素飽和度に関するパラメータは、血液中のヘモグロビンを分光学的に測定し、酸素と結合しているヘモグロビンと結合していないヘモグロビンの比率により求めることができる。血流量に関するパラメータは、皮膚からの熱移動量を測定することにより求めることができる。

【0009】

本発明による血糖値測定装置は、一例として、体表面に由来する複数の温度を測定し、体表面からの熱放散に関する対流伝熱量と輻射伝熱量との算出に用いる情報を得る熱量測定部と、血中酸素量に関する情報を得る酸素量測定部と、前記複数の温度及び前記血中酸素量に各々対応するパラメータと血糖値との関係を記憶した記憶部と、熱量測定部及び酸素量測定部から入力される複数の測定値を前記パラメータへ各々変換し、それを記憶部に記憶した関係に適用して血糖値を演算する演算部と、演算部によって算出された血糖値を表示する表示部とを備える。ここで、熱量測定部は、環境温度を測定する環境温度検出器と体表面からの輻射熱を測定する輻射温度検出器とを有するものであってもよい。また、酸素量測定部は、血流量に関する情報を得る血流量測定部と、血中のヘモグロビン濃度、ヘモグロビン酸素飽和度を得る光学測定部とを有するものであってもよい。

【0010】

本発明による血糖値測定装置の他の構成例では、体表面から複数の温度を測定する温度測定部と、温度測定部での測定結果を用いて血流量に関する情報を得る血流量測定部と、血流量測定部での測定結果を用いて血中酸素量を求める酸素量測定部と、前記複数の温度、血中酸素量、及び血流量に各々対応するパラメータと、血糖値との関係を記憶した記憶部と、温度測定部、血流量測定部及び酸素量測定部から入力される測定値を前記パラメータに変換し、それを記憶部に記憶した関係に適用して血糖値を演算する演算部と、演算部によって演算された血糖値を表示する表示部とを備える。

【0011】

本発明による血糖値測定装置は、他の構成例として、環境温度を測定する環境温度測定器と、体表面が接触する体表面接触部と、体表面からの輻射熱を測定する輻射熱検出器と、体表面接触部に接して設けられる熱伝導部材と、熱伝導部材に隣接しかつ体表面接触部から離れた位置に設けられ、体表面接触部から離れた位置の温度を検出する間接温度検出器と、体表面接触部に向けて少なくとも2つの異なる波長の光を照射する光源と、前記光が前記体表面で反射されて生じる反射光を検出する光検出器と、間接温度検出器、環境温度測定器、輻射熱検出器及び光検出器各々の出力を各々パラメータに変換する変換部と、前記パラメータと血糖値との関係を予め記憶し、前記パラメータを前記関係に適用して血糖値を算出する処理部とを有する演算部と、演算部から出力される血糖値を表示する表示部とを備える。

10

【0012】

本発明による血糖値測定装置の更に他の構成例では、環境温度を測定する環境温度測定器と、体表面が接触する体表面接触部と、体表面接触部の第1の領域に接して設けられる熱伝導部材と、熱伝導部材に隣接しかつ体表面接触部から離れた位置に設けられ、体表面接触部から離れた位置の温度を検出する間接温度検出器と、体表面接触部の第2の領域に接し、かつ一端が開口する筒状部材と、筒状部材の他端の近傍に設けられ、体表面からの輻射熱を測定する輻射熱検出器と、筒状部材の前記一端に向けて、少なくとも2つの異なる波長の光を照射する光源と、前記光が体表面で反射されて生じる反射光を検出する光検出器と、間接温度検出器、環境温度測定器、輻射熱検出器及び光検出器各々の出力を各々パラメータに変換する変換部と、前記パラメータと血糖値との関係を予め記憶し、前記パラメータを前記関係に適用して血糖値を算出する処理部とを有する演算部と、演算部から出力される血糖値を表示する表示部とを備える。

20

【0013】

本発明によると、無侵襲測定でありながら従来の侵襲法と変わらない精度で血糖値を求めることが可能になる。

【0014】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0015】

30

最初に、前記モデルの具体化について説明する。熱放散量について考えると、その主要な要因である対流熱伝達は、環境温度（室温）と体表温の間の温度差が関係し、他の主要な要因である輻射による熱放散量はシュテファン・ボルツマンの法則より体表温の4乗に比例する。従って、人体からの熱放散量には、室温と体表温が関係していることが分かる。一方、熱発生量に関係するもう一つの要因である酸素供給量は、ヘモグロビン濃度と、ヘモグロビン酸素飽和度と、血流量の積として表される。

【0016】

ここで、ヘモグロビン濃度は、酸素結合型ヘモグロビンと還元（脱酸素）型ヘモグロビンのモル吸光係数が等しくなる波長（等吸光波長）の吸光度より測定できる。ヘモグロビン酸素飽和度は、上記の等吸光波長の吸光度と、酸素結合型ヘモグロビンと還元（脱酸素）型ヘモグロビンのモル吸光係数の比が既知の最低限他の1波長の吸光度を測定し、連立方程式を解くことにより測定できる。すなわち、ヘモグロビン濃度と、ヘモグロビン酸素飽和度は、最低2波長の吸光度測定によって得ることができる。

40

【0017】

残るのは血液の流量である。血流量は種々の方法で測定することが可能であるが、その測定方法の一例について以下に説明する。

【0018】

図1は、ある程度の熱容量を有する固体ブロックを体表面に一定時間接触してから離れたときの、体表面からブロックへの熱移動を説明するモデル図である。ブロックの材質はプラスチック等の樹脂、例えば塩化ビニルとすることができる。ここでは、ブロックの体表

50

面と接触した部分の温度 T_1 の時間変化と、ブロック上の体表面から離れた位置における温度 T_2 の時間変化に着目する。血流量は主に温度 T_2 (ブロック上の空間的に離れた点の温度) の時間変化を追跡することで推定することができる。以下に詳細を説明する。

【0019】

ブロックが体表面と接触する前には、ブロックの2点の温度 T_1 、 T_2 は室温 T_r に等しい。体表温 T_s が室温 T_r より高い場合、ブロックが体表面と接触すると、温度 T_1 は皮膚からの熱移動によって速やかに上昇し、体表面温度 T_s に近づく。一方、温度 T_2 は、ブロック内を伝導してきた熱がブロック表面から放熱されるため、 T_1 よりも減衰され、かつ穏やかに上昇する。温度 T_1 、 T_2 の時間変化は、体表面からブロックへの熱移動量に依存する。体表面からブロックへの熱移動量は、皮膚下を流れる毛細血管中の血流量に依存する。毛細血管を熱交換器とみなせば、毛細血管から周囲の細胞組織への熱伝達係数は、血流量の関数として与えられる。従って、温度 T_1 、 T_2 の時間変化を追跡することによって、体表面からブロックへの熱移動量を測定すれば、毛細血管から細胞組織への熱伝達量を推定でき、これから血流量を推定することが出来る。従って、 T_1 、 T_2 の温度変化を時間的に追跡することによって、体表面からブロックへの熱移動量を測定すれば、毛細血管から細胞組織への熱伝達量を推定でき、これから血流量を推定することが出来る。

10

【0020】

図2は、ブロックにおける体表面と接触した部分の温度 T_1 、および体表面接触位置から離れたブロック上の位置の温度 T_2 の測定値の時間変化を示す図である。ブロックを体表面に接触させると T_1 測定値は速やかに立ち上がり、離すと緩やかに立ち下がる。

20

【0021】

図3には輻射温度検出器によって測定した温度 T_3 の測定値の時間変化を示す。温度 T_3 としては体表面からの輻射による温度を測定するので、他のセンサよりも温度変化に対して敏感に反応する。輻射熱は電磁波として伝播するものであるから、瞬時に温度変化を伝えることができるものである。そこで、例えば、後述する図7に示すように、輻射温度検出器を体表面からの輻射熱を検出するべくブロックと体表面接触位置の近傍に設定すれば、温度 T_3 の変化からブロックと体表面との接触開始時刻 t_{start} および接触終了時刻 t_{end} を検出することができる。例えば、図3に示すように温度しきい値を設定し、温度しきい値を超えたときを接触開始時刻 t_{start} 、温度しきい値から下がったときを接触終了時刻 t_{end} とする。温度しきい値は、例えば32等の温度に設定する。

30

【0022】

つづいて、時刻 t_{start} と時刻 t_{end} の間の T_1 測定値をS字曲線、例えばロジスティック曲線で近似する。ロジスティック曲線は温度を T 、時刻を t として、下記の式で表される。

【0023】

【数1】

$$T = \frac{b}{1 + c \times \exp(-a \times t)} + d$$

40

【0024】

非線形最小二乗法により係数 a, b, c, d を求めることで測定値を近似することができる。求めた近似式に対して、 T を時刻 t_{start} から時刻 t_{end} で積分した値を S_1 とする。

【0025】

同様にして、 T_2 測定値から積分値 S_2 を算出する。このとき、 $(S_1 - S_2)$ が小さいほど、指表面から T_2 の位置への熱移動量が大いことを意味する。また、 $(S_1 - S_2)$ は指接触時間 t_{CONT} ($= t_{end} - t_{start}$) が長いほど大きくなる。そこで、 a_5 を比例係数として、 $a_5 / (t_{CONT} \times (S_1 - S_2))$ を血流量を示唆するパラメータ X_5 とする。

【0026】

50

以上の説明から、前記モデルによって血中グルコース濃度を求めるために必要な測定量は、室温（環境温度）、体表面温度、体表面に接触されるブロックの温度変化、体表面からの輻射による温度及び最低限２波長の吸光度であることが分かる。

【００２７】

図４は、各種センサによる測定値と、それから導出されるパラメータとの関係を図示した説明図である。体表面と接触するブロックを用意し、その２箇所を設置した２個の温度センサによって２種類の温度 T_1 と T_2 の時間変化を測定する。別途、体表面の輻射温度 T_3 と室温 T_4 を測定する。また、ヘモグロビンの吸収に関係する少なくとも２種類の波長で吸光度 A_1 、 A_2 を測定する。温度 T_1 、 T_2 、 T_3 、 T_4 から血流量に関するパラメータが得られる。温度 T_3 から輻射伝熱量に関するパラメータが得られ、温度 T_3 と温度 T_4 から対流伝熱量に関するパラメータが得られる。また吸光度 A_1 からヘモグロビン濃度に関するパラメータが得られ、吸光度 A_1 と A_2 からヘモグロビン酸素飽和度に関するパラメータが得られる。

10

【００２８】

次に、本発明の原理に従って無侵襲血糖値測定を実現する具体的な装置構成について説明する。

【００２９】

図５は、本発明による無侵襲血糖値測定装置の上面図である。この装置では、体表面として指先の腹の皮膚を使うが、他の体表面を使うことも可能である。

【００３０】

20

装置上面には、操作部１１、測定対象となる指が置かれる測定部１２、測定結果の表示、装置の状態や測定値などを表示する表示部１３が設けられている。操作部１１には、装置の操作を行うための４個の押しボタン１１ａ～１１ｄが配置されている。測定部１２にはカバー１４が設けられ、カバー１４を開けると（図はカバーを開けた状態を示す）、楕円型の周縁を持つ指置き部１５がある。指置き部１５の中には、輻射温度センサ部の開口端１６と接触温度センサ部１７と光学センサ部１８がある。

【００３１】

図６に、装置の操作手順を示す。操作部のボタンを押し装置の電源を入れると、液晶表示器に「ウォーミングアップ」が表示され、装置内の電子回路がウォーミングアップされる。同時に、チェックプログラムが作動し、電子回路を自動的にチェックする。「ウォーミングアップ」が終了すると、液晶表示部に「指を置いてください」と表示される。指置き部に指を置くと、液晶表示部にカウントダウンが表示される。カウントダウンが終了すると、液晶表示部に「指を離してください」と表示される。指置き部から指を離すと、液晶表示部に「データ処理中」が表示される。その後、液晶表示部に血糖値が表示される。この時点で、表示された血糖値は、日時・時間とともにＩＣカードに記憶される。表示された血糖値を読み取ったら、操作部のボタンを押す。装置は、約１分後に次の測定を待つ「指を置いてください」が液晶表示部に表示された状態になる。

30

【００３２】

図７は測定部の詳細を示す図であり、（ａ）は上面図、（ｂ）はそのＸＸ断面図、（ｃ）はそのＹＹ断面図である。

40

【００３３】

最初に、本発明の無侵襲血糖値測定装置による温度測定について説明する。被検部（指の腹）が接触する部分には熱伝導率の高い材料、例えば金でできた薄いプレート２１が配置され、そのプレート２１に熱的に接続されたプレート２１より熱伝導率の低い材料、例えばポリ塩化ビニルからなる棒状の熱伝導部材２２が装置内部に伸びている。温度センサとしては、プレート２１の温度を測定し、被検部に対して隣接的な温度検出器であるサーミスタ２３と、プレート２１から一定距離だけ離れた熱伝導部材の部分の温度を測定し、被検部に対して間接的な温度検出器であるサーミスタ２４とが設けられている。指置き部１５に置かれた被検部（指の腹）を見通せる装置内部の位置に赤外線レンズ２５が配され、赤外線レンズ２５の下方に赤外線透過窓２６を介して焦電検出器２７が配置されている。

50

また、焦電検出器 27 に近接して別のサーミスタ 28 が設置されている。

【0034】

このように測定部の温度センサ部は 4 個の温度センサを有し、次の 4 種類の温度を測定する。

- (1) 指表面の温度 (サーミスタ 23) : T_1
- (2) 熱伝導部材の温度 (サーミスタ 24) : T_2
- (3) 指の輻射温度 (焦電検出器 27) : T_3
- (4) 室温 (サーミスタ 28) : T_4

【0035】

次に、光学センサ部 18 について説明する。光学センサ部は、酸素供給量を求めるために必要なヘモグロビン濃度とヘモグロビン酸素飽和度を測定するためのものである。ヘモグロビン濃度とヘモグロビン酸素飽和度を測定するには最低 2 波長での吸光度測定が必要であり、図 7 (c) は 2 個の光源 33, 34 と 1 個の検出器 35 によって 2 波長測定を行うための構成例を示している。

【0036】

光学センサ部 18 には、2 個の光ファイバー 31, 32 の端部が位置する。光ファイバー 31 は光照射用の光ファイバーであり、光ファイバー 32 は受光用の光ファイバーである。図 7 (c) に示すように、光ファイバー 31 は支線となるファイバー 31a, 31b につながり、それらの末端には 2 つの波長の発光ダイオード 33, 34 が配されている。受光用光ファイバー 32 の末端には、フォトダイオード 35 が配されている。発光ダイオード 33 は波長 810 nm の光を出射し、発光ダイオード 34 は波長 950 nm の光を出射する。波長 810 nm は、酸素結合型ヘモグロビンと還元型 (脱酸素) 型ヘモグロビンのモル吸光係数が等しくなる等吸光波長であり、波長 950 nm は酸素結合型ヘモグロビンと還元型ヘモグロビンのモル吸光係数の差が大きい波長である。

【0037】

2 個の発光ダイオード 33, 34 は時分割的に発光し、発光ダイオード 33, 34 から発生された光は光照射用光ファイバー 31 から被検者の指に照射される。指に照射された光は、指の皮膚で反射し、受光用光ファイバー 32 に入射してフォトダイオード 35 によって検出される。指に照射された光が指の皮膚で反射されるとき、一部の光は皮膚を通して組織内部に侵入し、毛細血管を流れる血液中のヘモグロビンによる吸収を受ける。フォトダイオード 35 による測定データは反射率 R であり、吸光度は近似的に $\log(1/R)$ で計算される。波長 810 nm と波長 950 nm の光について各々照射を行い、各々につき R を測定し、かつ $\log(1/R)$ を求めることにより、波長 810 nm の吸光度 A_1 と波長 950 nm の吸光度 A_2 が測定される。

【0038】

還元型ヘモグロビン濃度を $[Hb]$ 、酸素結合型ヘモグロビン濃度を $[HbO_2]$ とすると、吸光度 A_1 および吸光度 A_2 は次式で表される。

【0039】

【数 2】

$$\begin{aligned}
 A_1 &= a \times ([Hb] \times A_{Hb}(810nm) + [HbO_2] \times A_{HbO_2}(810nm)) \\
 &= a \times ([Hb] + [HbO_2]) \times A_{HbO_2}(810nm) \\
 A_2 &= a \times ([Hb] \times A_{Hb}(950nm) + [HbO_2] \times A_{HbO_2}(950nm)) \\
 &= a \times ([Hb] + [HbO_2]) \times \left(\left(1 - \frac{[HbO_2]}{[Hb] + [HbO_2]} \right) \times A_{Hb}(950nm) + \frac{[HbO_2]}{[Hb] + [HbO_2]} \times A_{HbO_2}(950nm) \right)
 \end{aligned}$$

【0040】

$A_{Hb}(810nm)$ と $A_{Hb}(950nm)$ 、 $A_{HbO_2}(810nm)$ と $A_{HbO_2}(950nm)$ はそれぞれ還元型ヘモグロビン、酸素結合型ヘモグロビンのモル吸光係数であり各波長で既知である。a は比

10

20

30

40

50

例係数である。ヘモグロビン濃度 $[Hb]+[HbO_2]$ 、ヘモグロビン酸素飽和度 $[HbO_2]/([Hb]+[HbO_2])$ は上式から次のように求められる。

【 0 0 4 1 】

【 数 3 】

$$[Hb]+[HbO_2]=\frac{A_1}{a \times A_{HbO_2}(810nm)}$$

$$\frac{[HbO_2]}{[Hb]+[HbO_2]}=\frac{A_2 \times A_{HbO_2}(810nm)-A_1 \times A_{Hb}(950nm)}{A_1 \times (A_{HbO_2}(950nm)-A_{Hb}(950nm))}$$

10

【 0 0 4 2 】

なお、ここでは 2 波長による吸光度測定によってヘモグロビン濃度とヘモグロビン酸素飽和度を測定する例について説明したが、3 波長以上で吸光度を測定することによって、妨害成分の影響を低減し測定精度を高めることも可能である。

【 0 0 4 3 】

図 8 は、装置内におけるデータ処理の流れを示す概念図である。本例の装置には、サーミスタ 23，サーミスタ 24，焦電検出器 27，サーミスタ 28、フォトダイオード 35 からなる 5 個のセンサがある。フォトダイオード 35 では波長 810nm の吸光度と波長 950nm の吸光度を測定するため、装置には 6 種類の測定値が入力されることになる。

20

【 0 0 4 4 】

5 種類のアナログ信号は、それぞれ A1～A5 の増幅器を経由して、AD1～AD5 のアナログ・デジタル変換器によってデジタル変換される。デジタル変換された値からパラメータ x_i ($i=1,2,3,4,5$) が計算される。 x_i を具体的に表記すると以下のとおりとなる。

($a_1 \sim a_5$ は比例係数)

【 0 0 4 5 】

【 数 4 】

熱輻射に比例したパラメータ

$$x_1 = a_1 \times (T_3)^4$$

熱対流に比例したパラメータ

$$x_2 = a_2 \times (T_4 - T_3)$$

ヘモグロビン濃度に比例したパラメータ

$$x_3 = a_3 \times \left(\frac{A_1}{a \times A_{HbO_2}(810nm)} \right)$$

10

ヘモグロビン飽和度に比例したパラメータ

$$x_4 = a_4 \times \left(\frac{A_2 \times A_{HbO_2}(810nm) - A_1 \times A_{Hb}(950nm)}{A_1 \times (A_{HbO_2}(950nm) - A_{Hb}(950nm))} \right)$$

血流量に比例したパラメータ

$$x_5 = a_5 \times \left(\frac{1}{t_{CONT} \times (S_1 - S_2)} \right)$$

20

【 0 0 4 6 】

つづいて、実際の多数の健常者および糖尿病患者のデータから得られたパラメータ x_i の平均値と標準偏差から正規化パラメータを算出する。各パラメータ x_i から正規化パラメータ X_i ($i=1,2,3,4,5$) を次の式で計算する。

【 0 0 4 7 】

【 数 5 】

$$X_i = \frac{x_i - \bar{x}_i}{SD(x_i)}$$

30

x_i : パラメータ

$\bar{x}_i$: パラメータの平均値

$SD(x_i)$: パラメータの標準偏差

【 0 0 4 8 】

40

前述の5つの正規化パラメータをもって、最終的な表示を行うためのグルコース濃度への変換計算が行われる。処理計算に必要なプログラムは、装置に組み込まれたマイクロプロセッサに内蔵されたROMに記憶されている。また、処理計算に必要なメモリー領域は、同様に装置に組み込まれているRAMに確保される。計算処理された結果は、液晶表示部に表示される。

【 0 0 4 9 】

ROMには処理計算に必要なプログラム構成要素として、特にグルコース濃度Cを求めるための関数が入っている。この関数は以下のように定められたものである。まず、Cは以下の式(1)で表現される。 a_i ($i=0,1,2,3,4,5$)は、複数の測定データから前もって決定されている。 a_i を求める手順は以下のとおり。

50

(1) 正規化パラメータとグルコース濃度 C の関係を示す重回帰式を作成する。(2) 最小二乗法によって得られた式から正規化パラメータに関する正規方程式 (連立方程式) を求める。

(3) 正規方程式から係数 a_i ($i=0,1,2,3,4,5$) の値を求め、重回帰式に代入する。

【 0 0 5 0 】

初めに、グルコース濃度 C と正規化パラメータ X_1, X_2, X_3, X_4, X_5 の関係を示す次の回帰式 (1) を作る。

【 0 0 5 1 】

【 数 6 】

$$\begin{aligned} C &= f(X_1, X_2, X_3, X_4, X_5) \\ &= a_0 + a_1 X_1 + a_2 X_2 + a_3 X_3 + a_4 X_4 + a_5 X_5 \quad \dots\dots(1) \end{aligned}$$

10

【 0 0 5 2 】

つづいて、酵素電極法によるグルコース濃度測定値 C_i との誤差が最小になるような重回帰式を求めるため、最小二乗法を用いる。残差の二乗和を D とすると、 D は次式 (2) で表される。

20

【 0 0 5 3 】

【 数 7 】

$$\begin{aligned} D &= \sum_{i=1}^n d_i^2 \\ &= \sum_{i=1}^n (C_i - f(X_{i1}, X_{i2}, X_{i3}, X_{i4}, X_{i5}))^2 \\ &= \sum_{i=1}^n \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\}^2 \quad \dots\dots(2) \end{aligned}$$

30

【 0 0 5 4 】

残差の二乗和 D が最小になるのは、式 (2) を $a_0, a_1, \dots, a_5$ で偏微分してゼロとなるので、次式が得られる。

【 0 0 5 5 】

【 数 8 】

$$\begin{aligned}
\frac{\partial D}{\partial a_0} &= -2 \sum_{i=1}^n \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\} = 0 \\
\frac{\partial D}{\partial a_1} &= -2 \sum_{i=1}^n X_{i1} \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\} = 0 \\
\frac{\partial D}{\partial a_2} &= -2 \sum_{i=1}^n X_{i2} \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\} = 0 \\
\frac{\partial D}{\partial a_3} &= -2 \sum_{i=1}^n X_{i3} \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\} = 0 \\
\frac{\partial D}{\partial a_4} &= -2 \sum_{i=1}^n X_{i4} \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\} = 0 \\
\frac{\partial D}{\partial a_5} &= -2 \sum_{i=1}^n X_{i5} \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\} = 0 \quad \dots\dots(3)
\end{aligned}$$

10

【 0 0 5 6 】

C、 $X_1 \sim X_5$ の平均値を C_{mean} 、 $X_{1mean} \sim X_{5mean}$ とすると $X_{imean} = 0$ ($i = 1 \sim 5$) であるので、式(1)から式(4)が得られる。 20

【 0 0 5 7 】

【 数 9 】

$$\begin{aligned}
a_0 &= C_{mean} - a_1 X_{1mean} - a_2 X_{2mean} - a_3 X_{3mean} - a_4 X_{4mean} - a_5 X_{5mean} \\
&= C_{mean} \quad \dots\dots(4)
\end{aligned}$$

【 0 0 5 8 】

また、正規化パラメータ間の変動・共変動は、式(5)で表され、正規化パラメータ X_i ($i = 1 \sim 5$) とCとの共変動は式(6)で表される。 30

【 0 0 5 9 】

【 数 1 0 】

$$S_{ij} = \sum_{k=1}^n (X_{ki} - X_{imean})(X_{kj} - X_{jmean}) = \sum_{k=1}^n X_{ki} X_{kj} \quad (i, j = 1, 2, \dots, 5) \quad \dots\dots(5)$$

$$S_{iC} = \sum_{k=1}^n (X_{ki} - X_{imean})(C_k - C_{mean}) = \sum_{k=1}^n X_{ki} (C_k - C_{mean}) \quad (i = 1, 2, \dots, 5) \quad \dots\dots(6)$$

40

【 0 0 6 0 】

式(4)(5)(6)を式(3)に代入して整理すると、連立方程式(正規方程式)(7)が得られ、これを解くことで $a_1 \sim a_5$ が求まる。

【 0 0 6 1 】

【 数 1 1 】

$$\begin{aligned}
a_1S_{11} + a_2S_{12} + a_3S_{13} + a_4S_{14} + a_5S_{15} &= S_{1C} \\
a_1S_{21} + a_2S_{22} + a_3S_{23} + a_4S_{24} + a_5S_{25} &= S_{2C} \\
a_1S_{31} + a_2S_{32} + a_3S_{33} + a_4S_{34} + a_5S_{35} &= S_{3C} \\
a_1S_{41} + a_2S_{42} + a_3S_{43} + a_4S_{44} + a_5S_{45} &= S_{4C} \\
a_1S_{51} + a_2S_{52} + a_3S_{53} + a_4S_{54} + a_5S_{55} &= S_{5C} \quad \dots\dots(7)
\end{aligned}$$

【 0 0 6 2 】

10

定数項 a_0 は、式(4)を用いて求める。以上で求めた a_i ($i=0,1,2,3,4,5$) は装置製造時に R O M に格納されている。装置による実際の測定では、測定値から求めた正規化パラメータ $X_1 \sim X_5$ を回帰式(1)に代入することで、グルコース濃度 C が算出される。

【 0 0 6 3 】

以下にグルコース濃度の算出過程の具体例を示す。予め健常者および糖尿病患者に対して測定した多数のデータから回帰式(1)の係数が決められており、マイクロプロセッサの R O M には下記のグルコース濃度の算出式が格納されている。

【 0 0 6 4 】

【 数 1 2 】

$$C = 99.4 + 18.3 \times X_1 - 20.2 \times X_2 - 23.7 \times X_3 - 22.0 \times X_4 - 25.9 \times X_5$$

20

【 0 0 6 5 】

$X_1 \sim X_5$ はパラメータ $x_1 \sim x_5$ を正規化したものである。パラメータの分布が正規分布であると仮定すると、正規化パラメータの95%は - 2 から + 2 の間の値をとる。

【 0 0 6 6 】

健常者の測定値の1例として、正規化パラメータ $X_1 = -0.06$ 、 $X_2 = +0.04$ 、 $X_3 = +0.05$ 、 $X_4 = -0.12$ 、 $X_5 = +0.10$ を上記の式に代入すると $C = 96\text{mg/dl}$ となる。また、糖尿病患者の測定値の1例として、正規化パラメータ $X_1 = +1.15$ 、 $X_2 = -1.02$ 、 $X_3 = -0.83$ 、 $X_4 = -0.91$ 、 $X_5 = -1.24$ を上記の式に代入すると $C = 213\text{mg/dl}$ となる。

30

【 0 0 6 7 】

従来の測定方法である、採血によって得た血液を試薬と反応させ、この反応によって発生した電子量を測定して血糖値を測定する酵素電極法による測定結果と本発明の1実施例による測定結果について以下に述べる。健常者の測定値の1例として、酵素電極法によるグルコース濃度が 89mg/dl のとき、同時刻に本法による測定から得た正規化パラメータ $X_1 = -0.06$ 、 $X_2 = +0.04$ 、 $X_3 = +0.05$ 、 $X_4 = -0.12$ 、 $X_5 = +0.10$ を上記の式に代入すると $C = 96\text{mg/dl}$ となる。また、糖尿病患者の測定値の例として、酵素電極法によるグルコース濃度が 238mg/dl のとき、同時刻に本法による測定から得た正規化パラメータ $X_1 = +1.15$ 、 $X_2 = -1.02$ 、 $X_3 = -0.83$ 、 $X_4 = -0.91$ 、 $X_5 = -1.24$ を上記の式に代入すると $C = 213\text{mg/dl}$ となる。上記の結果より、本発明による方法によって、高精度でグルコース濃度を求められることが確認された。

40

【 0 0 6 8 】

図9は、縦軸を本法によるグルコース濃度の算出値、横軸を酵素電極法によるグルコース濃度の測定値として、複数の患者に対してそれぞれの測定値をプロットした図である。本法の様に酸素供給量・血流量を測定することで良好な相関が得られる(相関係数 = 0.9324)。

【 0 0 6 9 】

【 発明の効果 】

本発明によれば、高精度な無侵襲血糖値測定装置及び測定方法を提供できる。

50

【図面の簡単な説明】

【図 1】体表面からブロックへの熱移動を説明するモデル図。

【図 2】温度 T_1 および温度 T_2 の測定値の時間変化を示す図。【図 3】温度 T_3 の時間変化の測定例。

【図 4】各種センサによる測定値と、それから導出されるパラメータとの関係を図示した説明図。

【図 5】本発明による無侵襲血糖値測定装置の上面図。

【図 6】装置の操作手順を示す図。

【図 7】測定部の詳細図。

【図 8】装置内におけるデータ処理の流れを示す概念図。

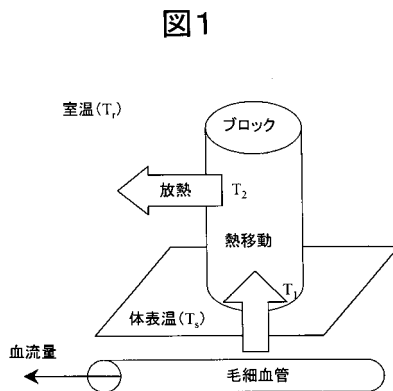
10

【図 9】本発明によるグルコース濃度算出値および酵素電極法によるグルコース濃度測定値のプロット図

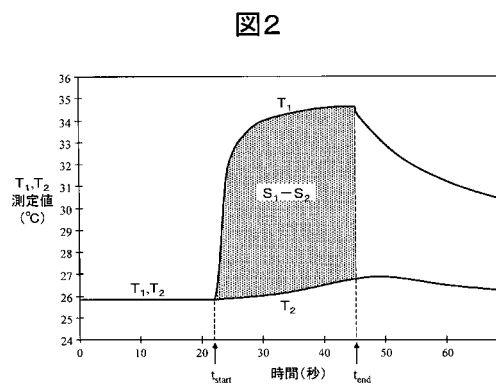
【符号の説明】

1 1 ... 操作部、1 2 ... 測定部、1 3 ... 表示部、1 5 ... 指置き部、1 6 ... 輻射温度センサ部の開口端、1 7 ... 接触温度センサ部、1 8 ... 光学センサ部、2 1 ... プレート、2 2 ... 熱伝導部材、2 3 ... サーミスタ、2 4 ... サーミスタ、2 5 ... 赤外線レンズ、2 6 ... 赤外線透過窓、2 7 ... 焦電検出器、2 8 ... サーミスタ、3 1, 3 2 ... 光ファイバー、3 3, 3 4 ... 光源、3 5 ... フォトダイオード

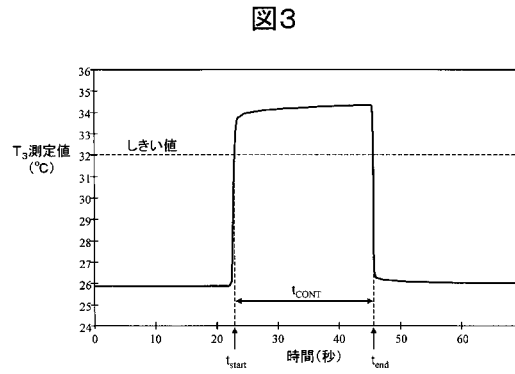
【図 1】



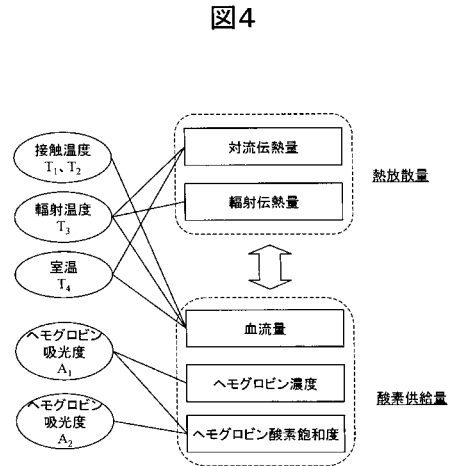
【図 2】



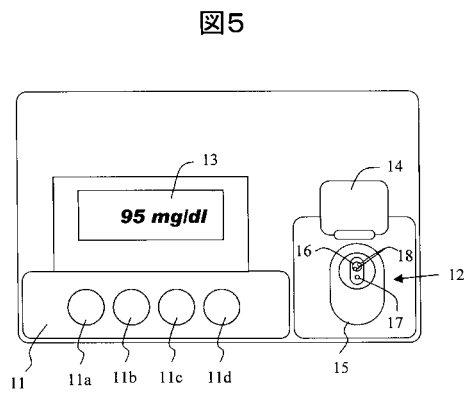
【図 3】



【図 4】

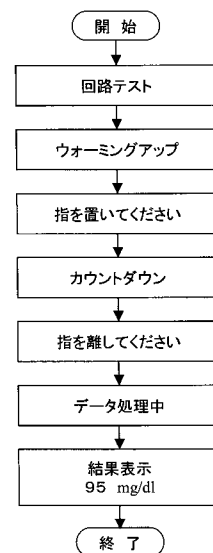


【図 5】



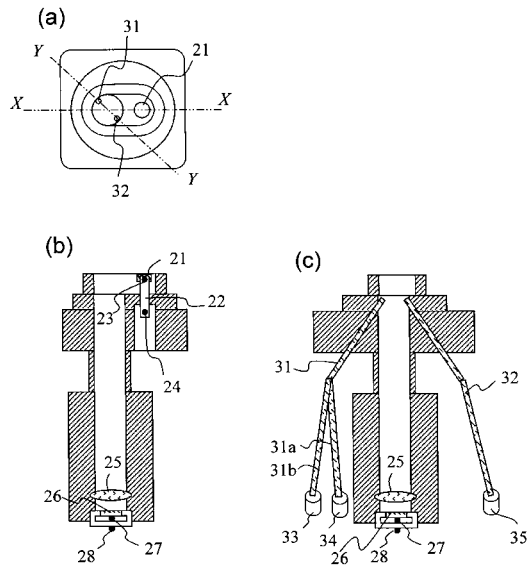
【図 6】

図6



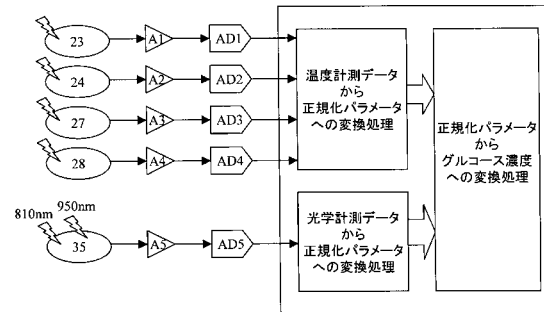
【図 7】

図7



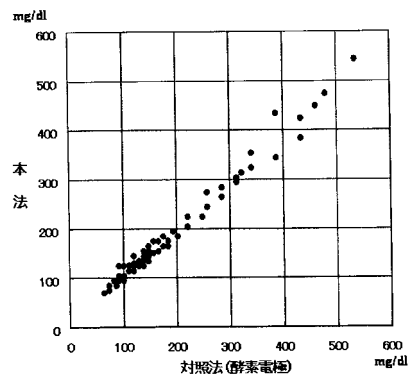
【図 8】

図8



【図 9】

図9



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2002-325736(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/028

专利名称(译)	温度测定装置		
公开(公告)号	JP3874743B2	公开(公告)日	2007-01-31
申请号	JP2003182142	申请日	2003-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	チヨウオクキョング キムヨンオク		
发明人	チヨウ,オク-キョング キム,ヨン-オク		
IPC分类号	A61B5/028 A61B5/01 A61B5/00 A61B5/145 A61B5/1455 G01N21/35 G01N21/3577 G01N21/359		
FI分类号	A61B5/02.340.E A61B5/00.101.E A61B5/01.100 A61B5/02.835 A61B5/028 G01N21/35.Z G01N21/35.104 G01N21/35.107 G01N21/3577 G01N21/359		
F-TERM分类号	2G059/AA01 2G059/AA06 2G059/BB13 2G059/BB14 2G059/GG02 2G059/GG03 2G059/HH01 2G059/HH06 2G059/JJ11 2G059/JJ17 2G059/KK01 2G059/KK09 2G059/MM01 2G059/MM10 2G059/MM14 4C017/AA12 4C017/AA16 4C017/AB03 4C017/AC12 4C017/AC28 4C017/BC11 4C017/FF30 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XD17 4C117/XE23 4C117/XE36 4C117/XE37 4C117/XE48 4C117/XF03 4C117/XG01 4C117/XJ13 4C117/XJ21 4C117/XJ52 4C117/XM05 4C117/XP03		
审查员(译)	上田正树		
其他公开文献	JP2004329854A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：根据温度测量无创地测量血糖水平。通过具有血氧饱和度和血流速率的温度测量方法校正无创血糖水平测量值来稳定测量数据。[选择图]图2

$$S_{ij} = \sum_{k=1}^n (X_{ki} - X_{i,mean})(X_{kj} - X_{j,mean}) = \sum_{k=1}^n X_{ki} X_{kj} \quad (i, j = 1, 2, \dots, 5) \quad \dots(5)$$

$$S_{ic} = \sum_{k=1}^n (X_{ki} - X_{i,mean})(C_k - C_{mean}) = \sum_{k=1}^n X_{ki} (C_k - C_{mean}) \quad (i = 1, 2, \dots, 5) \quad \dots(6)$$